Aus der II. Medizinischen Klinik und Poliklinik der
Freien Universität Berlin im Städtischen Krankenhaus Westend
Ehemaliger Direktor: Professor Dr. med. G. Schettler

VERGLEICH DER VENENSTAUUNGSPLETHYSMOGRAFISCHEN UND SERIENANGIOGRAFISCHEN METHODE ZUR MESSUNG DES BLUTSTROM-ZEITVOLUMENS BEI OBLITERIERENDEN ARTERIELLEN GEFÄSSERKRANKUNGEN

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Gerd Schmitt
aus Dessau

1966

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535704_0088

Aus der II. Medizinischen Klinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin im städtischen Krankenhaus Westend.

Ehemal. Direktor : Prof. Dr. med. G. Schettler

Vergleich der venenstauungsplethysmografischen und serienangiografischen Methode zur Messung des Blutstrom-Zeitvolumens bei obliterierenden arteriellen Gefäßerkrankungen.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Gerd S c h m i t t
aus Dessau

Dekan: Prof. Dr. med. W. Maßhoff
Referent: Prof. Dr. med. F. Anschütz
Koreferent: Prof. Dr. med. H. Herxheimer

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN -

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin.

Promoviert am : 18. 1. 19 66

Einleitung.

Die einzige Möglichkeit der objektiven quantitativen Erfassung einer arteriellen Minderdurchblutung besteht in der Messung des Blutvolumens, das in der Zeiteinheit ein Organ bzw. einen Gewebsbezirk durchströmt. Daher ist man schon seit langem bemüht, durch geeignete Methoden klinisch erfaßbare Erscheinungen der Minderdurchblutung messend zu objektivieren.

Offenbar bestehen trotz intensiver Bearbeitung nach wie vor große Schwierigkeiten bei derartigen Messungen. Verschiedene Methoden sind entwickelt und angewandt worden. Die wichtigsten von ihnen seien im Folgenden in wenigen Worten angeführt, um auf die Schwierigkeiten und Fehlerquellen bei diesen Messungen hinzuweisen.

Bei dem Versuch, die Hauttemperatur zur quantitativen Messung der Hautdurchblutung heranzuziehen, hat sich gezeigt, daß im physiologischen Bereich ein annähernd linearer Zusammenhang zwischen Wärmeleitzahl* und Blutstromzeitvolumen** der Haut besteht. (BURTON, HENSEL, BENDER)

Die Muskeltemperatur ist wesentlich unabhängiger von der Durchblutung als die Hauttemperatur(HENSEL und RUEF), denn die Muskulatur ist im Gegensatz zur Haut durch isolierende Schichten von der Außenwelt getrennt (Faszien, Fettgewebe). Zum anderen bietet sie eine kleinere Oberfläche proportional ihrer Masse als die Haut. Bereits durch diese anatomischen Gegebenheiten läßt sich die geringere Wärmeabgabe der

---

*Die Wärmeleitzahl gibt an, wieviele cal/sec. durch eine 1 cm dicke Gewebschicht pro 1 Grad C Temperaturdifferenz geleitet werden.

**Das in der Zeiteinheit fließende Blutvolumen, im Folgenden kurz als "Stromvolumen" bezeichnet.

Muskulatur und damit ihre größere Unabhängigkeit von der Durchblutung erklären. Darüberhinaus liegen große Unterschiede der Wärmeleitzahl in ein und demselben Organ vor, insbesondere auch im Muskel (BARCROFT, HENSEL, KITCHIN). Zur Bestimmung des Stromvolumens der unteren Extremität ist dieses Verfahren also ungeeignet, da nicht nur die Hautdurchblutung, sondern die Durchblutung des ganzen Beines gemessen wird, d. h. vorwiegend Muskulatur.

Die einzige Möglichkeit der thermischen Messung des Stromvolumens im Muskel bietet die Wärmeleitsonde nach HENSEL. Dabei werden die Temperaturänderungen eines stationär geheizten Thermoelementes erfaßt, die durch den Blutstrom bedingt sind (GIBBS). Aber auch hier ist kein Zusammenhang zwischen örtlicher Wärmeleitzahl und mittlerer Durchblutungsgröße zu finden, sodaß nur relative Durchblutungsänderungen ermittelt werden können (W. SCHOOP).

Von KETY wurde die Radioisotopenmethode angegeben: Die Gewebsclearence subkutan oder intramuskulär gesetzter Depots von Na^{24} oder J^{131} wird mit einem Geiger-Müller Zählrohr gemessen. Die normalerweise exponentiell abnehmende Impulszahl wird in Beziehung zur lokalen Durchblutung gesetzt. Vergleichende Untersuchungen dieses Verfahrens mit blutigen Messungen des Stromvolumens am Tier und venenstauungsplethysmografisch erhaltenen Werten am Menschen ergaben im Physiologischen Bereich Werte, die etwa in linearer Beziehung standen. (WALDER) Bei erniedrigten Stromvolumina war keine Übereinstimmung mehr zu finden.

Es sei nun noch auf die Oszillografie und Rheografie hingewiesen. Beide Verfahren dienen aber in erster Linie der Erfassung von Schwankungen des Druck- bzw. des Volumenpulses. Sie sind auch zur Lokalisation von Verschlüssen und Stenosen oder zur Ermittlung der Pulswellengeschwindigkeit zu verwenden. Es können aber nur indirekte Rückschlüsse auf die quantitative Durchblutung gezogen werden.

Am Ende dieses Überblickes soll die Venenstauungs-

plethysmografie beschrieben werden, da ja ein Teil der hier vorgelegten Ergebnisse mit diesem Verfahren ermittelt wurde.

Die Venenstauungsplethysmografie, bereits 19 05 von BRODIE und RUSSEL angegeben, gilt noch heute als eine der genauesten Methoden zur Bestimmung des Stromvolumens. Sie wurde 19 09 von HEWLETT und VAN ZWALUWENBURG erstmalig am Menschen angewandt und in der Folgezeit vorwiegend von britischen und amerikanischen Forschern benutzt (GRANT, PEARSON, 19 38 ABRAMSON 19 39, BARCROFT). In Deutschland arbeitete in letzter Zeit Hess mit dem Plethysmografen.

Das Prinzip der Plethysmografie beruht auf der Messung der über mehrere sec. linear verlaufenden Volumenzunahme eines Extremitätenabschnittes, dessen arterieller Zufluß frei, dessen venöser Abfluß aber unterbunden ist.

Eine Kritik der Venenstauungsplethysmografie folgt des besseren Verständnisses wegen erst nach der genauen Beschreibung der hier gewählten Untersuchunsmethode. Das Gleiche gilt für das in dieser Arbeit ebenfalls angewandte serienangiografische Verfahren zur Messung des Stromvolumens des Beines (F. ANSCHÜTZ u. F. HEUCK, 19 59). Es sei nur eine kurze Erläuterung des Prinzipes vorausgeschickt:

Der Vorschub einer kleinen, in die Femoralarterie injizierten Röntgenkontrastmittelmenge wird mit einer ODELKA Schirmbildkamera bei einer Bildfrequenz von 6 pro sec. aufgenommen. Gleichzeitig wird eine Druckkurve und der zeitliche Abstand von Bild zu Bild registriert. Aus dem Gefäßdurchmesser, dem Kontrastmittelvorschub und dem zeitlichen Abstand von Bild zu Bild resultiert das Stromvolumen des untersuchten Gefäßes.

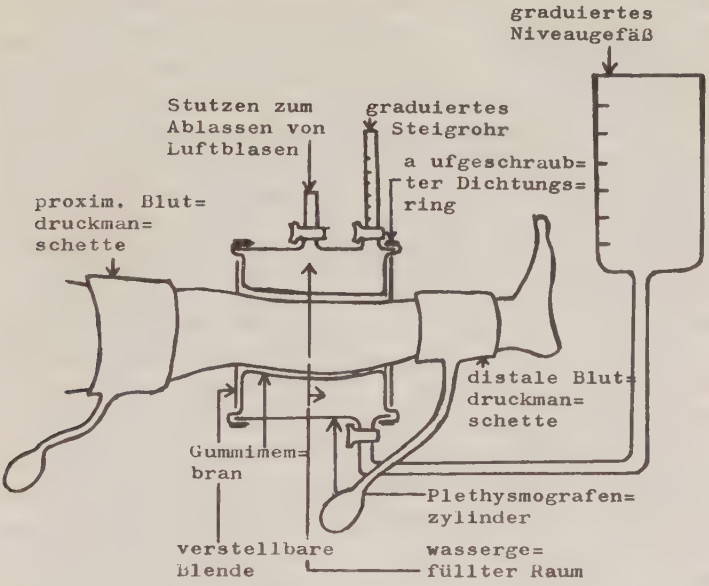
Gerade die beiden letztgenannten Methoden, die Plethysmografie und die Serienangiografie, haben unterschiedliche Ergebnisse gezeigt, die im Wesentlichen darin bestehen, daß ANSCHÜTZ und Mitarbeiter mit der serienangiografischen Methode bei Durchblutungsgestörten bereits in Ruhe ein gegenüber der Norm verminder-tes Stromvolumen fanden, während das plethysmografisch

ermittelte Ruhestromvolumen Durchblutungsgestörter noch normal sein soll, und erst nach Erzeugung einer reaktiven Hyperämie eine mangelhafte Zunahme des Stromvolumens die Durchblutungstörung charakterisiere (HESS).
Da beide Methoden aber Verschiedenes messen, ist zu erwarten, daß die Differenz in den Befunden grundsätzlich methodischen Charakter hat. Deshalb wurde in der vorliegenden Arbeit ein Vergleich der serienangiografischen und plethysmografischen Meßwerte durchgeführt.

Methodik der hier angewandten Untersuchungsverfahren.

1. Venenstauungsplethysmografie:
Die Versuchsapparatur stellt ein offenes, hydraulisches System dar (DITTMAR). Sie besteht aus einem starren, an beiden Seiten mit Blenden verschließbaren Zylinder, der den Unterschenkel umfaßt. Das Innere des Zylinders ist mit einer röhrenförmig geklebten Gummimanschette ausgekleidet. Die beiden Enden dieses Gummirohres sind um den Rand des Zylinders nach außen umgeschlagen und mit aufgeschraubten Metallringen abgedichtet. So entsteht ein Raum, der durch eine Bohrung im Zylinder aus einem Niveaugefäß mit Wasser gefüllt werden kann. Sobald der Unterschenkelabschnitt im Zylinder liegt, wird der beschriebene Raum, begrenzt von Zylinderwand und Gummimembran, aufgefüllt. Das Wasser wird zur Vermeidung störender Hautreize auf 32 Grad C erwärmt (ABRAMSON). Die Manschette legt sich nun flächig dem Unterschenkelan, ohne daß luftgefüllte Toträume entstehen. Durch Engstellen der Blenden wird ein Hervorquellen der gefüllten

Manschette aus dem Zylinderlumen verhindert. Beim Auffüllen des Systems muß sorgfältig das Eindringen von Luftblasen vermieden werden, da ein mit Luft ge=



Schematische Darstellung des angewandten Plethysmografen

füllter komprimierbarer Totraum die Messungen ver=fälschen würde. Sind dennoch Luftblasen vorhanden, die durch den Plexiglaszylinder leicht erkannt werden können, so werden sie durch eine hierfür angebrachte Öffnung aus dem Zylinder herausgepreßt.
Das Volumen des Unterschenkelabschnittes ergibt sich aus der Differenz von Zylindervolumen und eingefüllter Wassermenge. Die Volumenänderungen des Unterschenkel=abschnittes können an einem graduierten Steigrohr abgelesen werden. Es steht durch eine Bohrung mit dem Zylinderlumen in Verbindung.

Die Meßtechnik:

Die Messung wird am ausgeruhten liegenden Patienten vorgenommen. Liegt der Unterschenkelabschnitt im Plethysmografenzylinder, wird proximal und distal des Zylinders je eine Blutdruckmanschette angelegt. Dabei ist zu beachten, daß die distale Manschette dicht am Plethysmografen liegt,damit bei der Stauung distal des Zylinders keine Bezirke entstehen, deren Volumenzunahme plethysmografisch nicht erfaßt wird. Die proximale Manschette wird nach HESS unmittelbar über dem Kniegelenk angelegt, da ein Anlegen im proximalen Unterschenkelteil eine unbeabsichtigte Volumenzunahme im Meßbereich durch Leerpressen der Venen verursachen kann. Der Plethysmograf wird nun entsprechend den genannten Voraussetzungen mit Wasser gefüllt. Alle Zuleitungen zum Zylinder mit Ausnahme des graduierten Steigrohres werden verschlossen, so= daß eine Ausdehnung des Wassers bei der Volumenzunah= me des Unterschenkels nur noch in dieser Richtung er= folgen kann. 1 Minute (HESS) nach Anlegen der dista= len, übersystolischen Stauung (im Durchschnitt 200 mm Hg) wird die proximale Manschette rasch auf einen unterdiastolischen Druck(im Durchschnitt 60 mm Hg) aufgepumpt und 5 sec. lang der Volumenanstieg in dem graduierten Meßrohr registriert.

Über eine Zeit von 5 sec. erfolgt die Volumenzunahme in allen Fällen kontinuierlich, weil in dieser Zeit der arterio-venöse Druckgradient (arterio-venöse Druck= differenz) gleichbleibt (DITTMAR), währendbei Messun= gen über 10 sec. bereits in der 7. und 8. sec. Ver= zögerungen der Volumenzunahme eintreten.(Nach Lynn betragen die günstigsten Stauzeiten am Handgelenk und Knöchel 2 sec., am Unterarm 5 sec., an der Wade 8 sec., entsprechend der verschiedenen Kapazität des venösen Strombettes.)

Bei jedem Patienten wurden 4 Messungen nach einer Pau= se von jeweils 30 sec. vorgenommen und der Mittelwert

zugrunde gelegt. Die Meßergebnisse wurden auf 100 ml Gewebe und auf 1 Minute umgerechnet.

Kritik:
Das Verfahren führt nur zu brauchbaren Ergebnissen, wenn der arterielle Blutstrom frei, der venöse Abfluß aber für einige sec. sicher unterbunden ist. Durch den Wassermantel des Plethysmografen wird auf den Unterschenkel ein Druck von maximal 20 cm H_2O= 15 mm Hg ausgeübt. Dadurch wird der arterielle Zustrom nicht behindert (HESS); dieser Druck kann aber der Volumenzunahme der oberflächlichen Venen entgegenwirken und auf diese Weise die Meßwerte verringern.
Sinddie Venen bei Versuchsbeginn bereits stärker gefüllt, so erfogt wegen der geringen noch vorhandenen Kapazität nur ein langsamer, kurzer Volumenanstieg (W. SCHOOP). Bei Patienten mit obliterierenden Angiopathien, insbesondere mit arteriellen Verschlüssen, ist der Blutdruck distal dieser Gefäßbezirke reduziert, aber immer noch über 40 mm Hg (WINSOR, 19 50). Da in diesen Fällen entsprechend mit einer Herabsetzung des diastolischen Blutdruckwertes zu rechnen ist, muß der mittlere proximale Staudruck von 60 mm Hg verringert werden, um eine Beeinträchtigung des arteriellen Zuflusses während der Diastole zu vermeiden. Man findet bei dieser Druckverringerung öfter auch ein erhöhtes Stromvolumen, doch darf ein Druck von 20 mm Hg nicht unterschritten werden, da hierbei das Blut aus den gestauten Venen abströmen würde (HESS).
Diese herabgesetzten Druckverhältnisse waren für unsere Untersuchungen von großer Bedeutung, da bei einem Teil der Patienten derartige Arterienveränderungen vorlagen.
Genauere Untersuchungen über die verschiedenen Systeme der Segment-venen-verschlußplethysmografie sind von DITTMAR durchgeführt worden.
Danach liegt der Vorteil der offenen hydraulischen Sys=

teme gegenüber den geschlossenen pneumatischen bzw. hydraulisch-pneumatischen Systemen in der Thermokonstanz (Wassermantel von 32 Grad C) und in der Linearität der Volumenzunahme.
Nachteilig sei die Rückwirkung (des Flüssigkeitsmantels) auf die erregende Kraft (Gewebe) und die Massenträgheit, d. h. die starre Übertragung der flüssigkeitsgefüllten Meßkammern.
Obwohl nun geschlossene pneumatische bzw. hydraulisch-pneumatische Systeme keinen linearen Volumenanstieg bieten und die Aufrechterhaltung der Thermokonstanz schwierig ist, seien sie den flüssigkeitsgefüllten Plethysmografen vorzuziehen, da die Rückwirkung auf das Gewebe vermieden wird und die Empfindlichkeit wegen der Schwingungsfähigkeit der pneumatischen Systeme im Frequenzbereich der Volumenpulse größer sei.

2. Serienangiografisches Meßverfahren:
Die Anwendung dieses bereits kurz erwähnten Verfahrens soll hier genauer beschrieben werden.
Nach lokaler Anästhesie wird die arteria femoralis punktiert. Mit der Injektionsnadel ist ein Gerät zur Registrierung der Blutdruckkurven gekoppelt. Nach Aufzeichnung mehrerer Ruhedruckkurven wird das Kontrastmittel injiziert (1ml Urografin 60%).
Dem Zeitpunkt der Kontrastmittelinjektion entspricht ein tiefer Einschnitt in der Druckkurve. Anschließend werden die Serienröntgenaufnahmen angefertigt und die Bildfrequenz parallel zur Druckkurve aufgezeichnet.
Der Kontrastmittelvorschub kann mit Hilfe eines auf dem Oberschenkel befestigten Meßstabes ermittelt werden.Das ist aber nur möglich, wenn der Meßstab annähernd parallel zu den Gefäßen und ihrer Ebene verläuft.
Liegt eine Darstellung der art. fem. sup. und art. fem. prof. vor, so werden beide ausgewertet und die Stromvolumina addiert. Die Durchblutung beider Gefäße muß aus folgenden Gründen gemessen werden:

Beim Gefäßgesunden transportiert die art. fem. sup. vorwiegend das für den Unterschenkel bestimmte Blut. Da bei einem großen Teil unserer Patienten aber Stenosen bzw. Verschlüsse der art. fem. sup. vorlagen, mußte die Versorgung des Unterschenkels in erster Linie über die art. fem. prof. erfolgen, die im Normalfalle den Oberschenkel versorgt. Die für den Unterschenkel zur Verfügung stehende Blutmenge ist in diesen Fällen wegen des Fehlens eines zuleitenden Hauptgefäßes serienangiografisch nicht zu ermitteln. Deshalb konnte bei unseren Untersuchungen nur die Durchblutung des gesamten Beines bestimmt werden. Eine isolierte Messung des Stromvolumens der art. fem. sup. , bezogen auf das Unterschenkelvolumens (zur Umrechnung auf Vol. Zunahme/100 ml Gewebe/Min.) ist also nur beim Gefäßgesunden direkt mit den plethysmografisch am Unterschenkel ermittelten Werten vergleichbar.

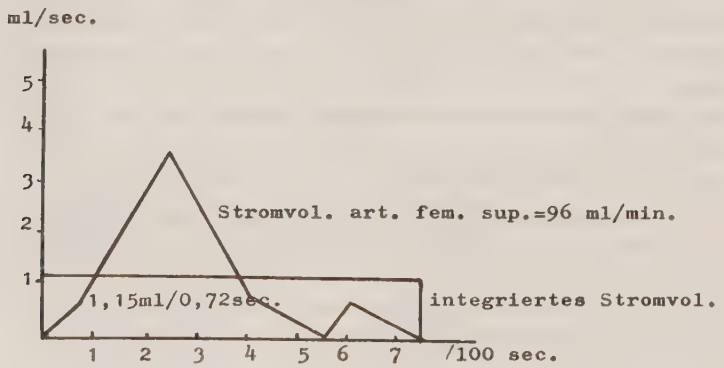
Durch die folgende Tabelle soll nun versucht werden, die Auswertung der Serienröntgenaufnahmen verständlich zu machen. (Genaue grafische Darstellung der zeitl. Zuordnung der Serienröntgenaufnahmen zu den Druckkurven und Bildregistrierungen siehe HERBERGER: "Die Durchblutung der art. fem. bei arteriosklerotischen Durchblutungsstörungen der unteren Extremität", 19 61.)

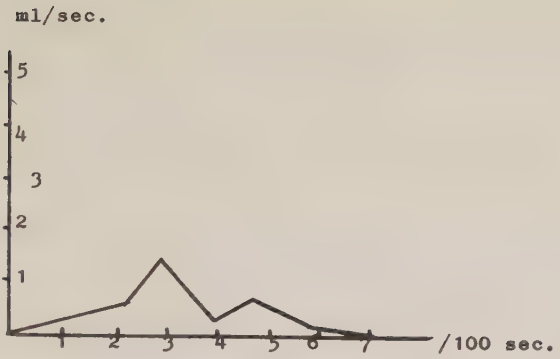
Man findet die zur Stromvolumenbestimmung erforderlichen Werte:

Pat. Nr. 15, art. fem. sup.

Bild	1 dargestellte Arterie cm	2 Längenzunahme cm	3 Zeit msec.	4 Vorschub ml	5 Vorschub ml/sec.
8	2	-	-	-	-
9	2,5	0,5	370	0,1	0,6
10	2,5	0	540	-	-
11	2,5	0	720	-	-
12	3	0,5	80	0,1	0,6
13	6	3	250	0,6	3,6
14	6,5	0,5	420	0,1	0,6
15	7	0,5	600	0,1	0,6

Mittelwert der Gefäßquerschnittsfläche im Bereich der dargestellten Arterie: 0,2 cm^2.
In der ersten senkrechten Spalte: die Länge der Kontrast= mittelsäule in der art. fem. sup. bzw. prof. bei dem entspr. Bild (in cm).
In der zweiten: die Längenzunahme der dargestellten Ar= terie von Bild zu Bild.
In der dritten: die Zeit (in Millisec.), in der die Län= genzunahme erfolgt.(gemessen vom Beginn der vorhergehen= den Systole bis zum Ende des entspr. Bildes)
In der vierten: das Blutvolumen, das von Bild zu Bild transportiert wird. Dazu mußte das Mittel des Gefäß= querschnittes (in cm^2) bestimmt werden.
In der fünften: Umrechnung des Stromvolumens auf 1 sec., da 6 Aufnahmen pro sec. gemacht wurden.
Die Ergebnisse sind in einer Kurve grafisch dargestellt. Dabei ist auf der Abszisse die Zeit in msec., auf der Ordinate das Stromvolumen in ml/sec. aufgetragen. Durch Integrieren der Kurve erhält man das mittlere Strom= volumen in der entsprechenden Zeit (hier 0,72 sec.). Es wird auf 1 Minute umgerechnet.





Zum Vergleich: Stromvol. art. fem. prof.,
Pat. Nr. 6 = 30 ml/min.

Kritik der Methode (nac h HERBERGER):
Veränderungen der Blutströmungsgeschwindigkeit durch den Kontrastmittelzusatz können vernachlässigt werden, da für die Einzelmessung nur eine Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit von 0,07 cm/0,2 sec. anzunehmen ist, die unter der zuerreichenden Meßgenauigkeit liegt. Auch die Differenz der Viskosität von Blut und Kontrastmittel ist so gering, daß eine Veränderung der Strömungsgeschwindigkeit nicht in Betracht kommt (Viskosität Blut: 0,0732 Poise, Kontrastmittel: o,o68 Poise).
Das Verschwimmen der Blut- Kontrastmittelgrenze besonders im distalen Bereich der Oberschenkelarterien ist von ANSCHÜTZ und HEUCK bei der Ausmessung der Blutströmungsgeschwindigkeit mit einer Fehlerbreite von ± 2 cm/sec. angegeben worden.
Lokale Gefäßreaktionen nach der Kontrastmittelinjektion sind von HERBERGER beschrieben worden.
Wegen der psychischen Beeinflussung während der Untersuchungsvorbereitungen treten teilweise Änderungen des Blutdruckes und der Pulsfrequenz auf.
Ausgesprochene Kollapsdruckverhältnisse (55/40) sind

nur bei einem der hier untersuchten Patienten beobachtet worden.

Ein direkter Vergleich der plethysmografischen und serienangiografischen Ergebnisse war nicht möglich, weil die Plethysmografiewerte die Volumenzunahme von 100 ml Gewebe pro Min. angeben, die serienangiografischen Werte sich aber auf das Stromvolumen der gesamten Extremität pro Minute beziehen.
Um diese Werte ebenfalls auf 100 ml Gewebe /min. umrechnen zu können, wurden die Beinvolumina bestimmt: das Bein wurde bis zum Damm in einen geeichten, mit Wasser von 30 Grad C gefüllten Zylinder eingeführt. Die verdrängte Wassermenge entsprach dem Beinvolumen.

Des Weiteren konnte mit Hilfe des intraarteriell gemessenen Druckes der periphere Widerstand in den untersuchten Arterien ermittelt werden. Dabei gingen wir von der Beziehung aus:

$$W_p = \frac{P_m}{V}$$

W_p = peripherer Widerstand

P_m = mittlerer art. Blutdruck

V = Stromvol. in ml/sec.

Der mittlere arterielle Blutdruck ergibt sich nach WEZLER aus der Summe von diastolischem Blutdruck + 45% der Blutdruckamplitude:

$$Pm = P_{diast.} + 45\% \text{ d. Druckamplitude}$$

Da das Stromvol. in unserem Falle für 1 Min. angegeben ist, muß mit 60 multipliziert werden:

$$W_p = \frac{P_{diast.} + 45\%_{Amp.} \cdot 60}{V}$$

Schließlich muß in das metrische System umgerechnet werden, da die Dimension des Widerstandes $\frac{dyn \cdot sec.}{cm^5}$ ist,

d. h., der Zähler wird mit der Erdbeschleunigung (981 m/sec.^{2}) und dem Druck H_2o, der dem Druck von 1 mm Hg entspricht, multipliziert:

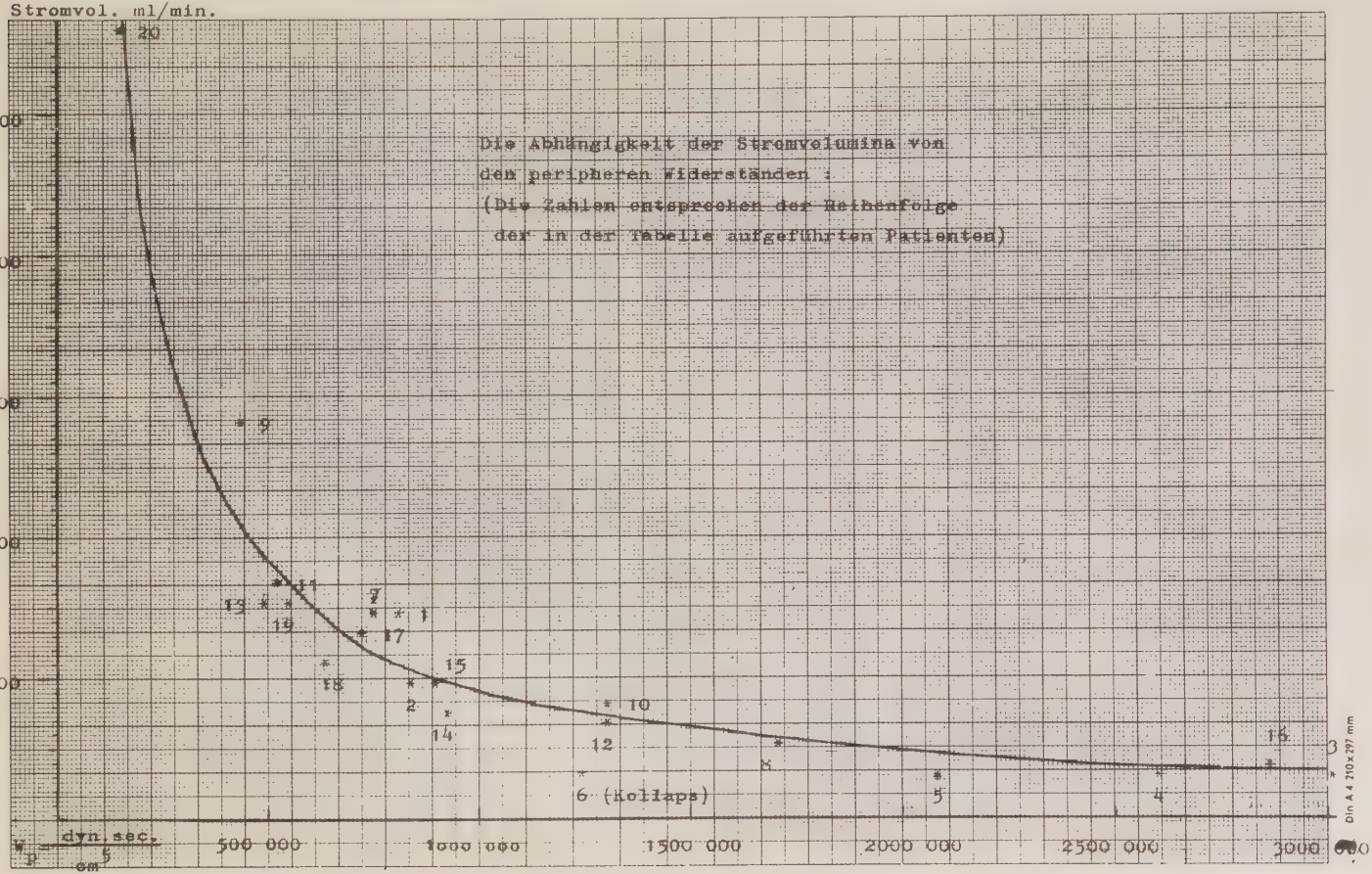
$$W_p = \frac{(P_{diast.} + 45\%_{Amp.}) \cdot 981 \cdot 13{,}6}{V}$$

Trägt man Stromvolumina und periphere Widerstände in ein Koordinatensystem ein, so ist die Abhängigkeit beider Größen voneinander in dem annähernd parabel= förmigen Verlauf der Kurve zu erkennen (Seite 14). (Die Kurve wurde rechnerisch ermittelt aus der Funktion:

$W_p 3 = \frac{P_m}{V}$. Dabei war P_m = constans.)

Auswahl der Untersuchungspersonen:

Nach dem serienangiografischen Verfahren waren etwa 50 Patienten untersucht worden. Wegen zu undeutlicher Kon= trastmittelfüllung der Femoralarterien, streifiger Flecken auf den Röntgenfilmen, ungenauer oder nicht genügend geeichter Druckkurven, falscher oder fehlender Bildre= gistrierung und anderer technischer Mängel war aber nur die exakte Auswertung von 20 Filmen möglich. Dabei wur= den bei 2 Patienten beide Beine untersucht.
Das durchschnittliche Alter betrug 57 Jahre, die Relatio= nen von Größe und Gewicht waren unterschiedlich. Es wur= den vorwiegend männliche Personen untersucht.


Stromvol. ml/min.
500
400
300
200
100
Die Abhängigkeit der Stromvolumina von
den peripheren Widerständen :
(Die Zahlen entsprechen der Reihenfolge
der in der Tabelle aufgeführten Patienten)
6 (Kollaps)
dyn.sec.
cm⁵
500 000
1000 000
1500 000
2000 000
2500 000
3000 000
Din A 4 210 x 297 mm

Ergebnisse.

Bei 13 Patienten lagen arteriosklerotische, z. T. generalisierte Gefäßveränderungen vor (1, 2, 3, 4 u. 5, 6, 7, 9, 10, 11, 15, 16, 18, 19). Bei einem Patienten fand sich eine Endangitis obliterans (20). Die 4 übrigen Fälle wiesen klinisch kein Bild peripherer Durchblutungsstörungen auf, obwohl sich bei den Patienten 8 und 17 nur die art. fem. prof. darstellte, während das Stromvolumen nur bei Pat. 8 erheblich vermindert war.
Klinisch zeigten 2 Fälle eine kardiale Dekompensation (15, 2), ebenfalls 2 einen Hypertonus (1, 15).
Ein ausgeprägter Diabetes mellitus wurde bei 2 Patienten festgestellt (8, 9), bei einem von ihnen eine diabetische Gangrän der rechten großen Zehe (9).
Ein weiterer Patient mit prädiabetischer Stoffwechsellage wies eine beginnende Gangrän der Zehen des rechten Fußes auf.(1)
Die Angaben der Gehstrecke wurden in die vorliegende Tabelle mit aufgenommen. Sie konnten aber nicht nach=

geprüft werden und sind daher als unzuverlässige Kri=terien zu werten.
So wurde z. B. von einem Pat. (20) eine Gehstrecke von 400 m bei einem Stromvol. von 560 ml/min., von einem anderen Pat. (11) eine Gehstrecke von 1500 m bei einem Stromvol. von 166 ml/min. angegeben.
Ein Zusammenhang von Durchblutungsgröße und Geh=strecke konnte bei den hier vorliegenden Werten nicht gefunden werden.
Der höchste Durchblutungswert lag bei 560 ml/min., der niedrigste bei 30 ml/min. Ein Mittelwert von 125,7 ml/min. wurde errechnet. Er liegt etwas höher als der von ANSCHÜTZ und HERBERGER angegebene Wert von 104 ml/min., der sich aber nur auf die art. fem. sup. be=zieht, während hier aus methodischen Gründen (Genaue=res weiter oben) der Durchblutungswert des ganzen Beines bestimmt werden mußte. Es wurde also nach Mög=lichkeit das Stromvolumen beider großen Oberschenkel=arterien ausgemessen.
Die Mindestdurchblutung Gefäßkranker liegt nach un=seren Messungen mit 30 ml/min. pro Bein niedriger als der von HERBERGER angegebene Wert (45 ml/min.). Legt man aber die für diese Methode errechnete Feh=lerbreite von 15-20 ml/min. zugrunde, so liegt auch dieser Wert durchaus im Rahmen der bisherigen Ergeb=nisse.
Bezüglich der Lokalisation von Stenosen und Verschlüs=sen findet sich folgendes Bild:

	Fälle:
a) hoher Abbruch der art. fem. sup.	7
b) Abbruch der art. fem. sup. im mittleren Drittel	3
c) Abbruch der art. fem. sup. im unteren Drittel	1
d) Stenosen der art. fem. sup.	2
e) Verschlüsse von Unterschenkel=arterien	2
f) Stenosen von Unterschenkelar=terien	4

Das heißt, daß mit Ausnahme zweier Patienten z. T. schwerwiegende morphologische Gefäßveränderungen vorlagen. Nach Angaben von Herberger war der Verschluß der art. fem. sup. am häufigsten im distalen Gefäßabschnitt lokalisiert. Bei unseren Patienten dagegen lagen die meisten Verschlüsse im proximalen Anteil.

Mit der Lokalisation der im Ober- und Unterschenkel nachgewiesenen Verschlüsse und Stenosen und den Durchblutungsvolumina waren trophische Störungen, die bei 4 Patienten gefunden wurden, nicht in Zusammenhang zu bringen.

So lag bei einem Patienten (1) eine diabetische Prägangrän der Zehen des rechten Fußes vor. Die beiden Oberschenkelarterien waren im Serienangiogramm gut dargestellt und ergaben ein Stromvolumen von 141;4 ml/min. (Mittelwert: 125,7). Allerdings fehlten alle Extremitätenpulse mit Ausnahme des Femoralispulses. Ein weiterer Pat. (2) mit einem Stromvol. von 95,3 ml/min. zeigte bei Verschluß der art. fem. sup. ein Ulcus des Fußrückens. Bei beiden letztgenannten lag eine allgemeine Gefäßsklerose vor.

Bei einem anderen Falle (9) waren art. fem. sup. und prof. ebenfalls deutlich dargestellt und gut auswertbar(ein relativ hohes Stromvol. von 288,85 ml/min.). Es bildete sich aber eine diabetische Gangrän an der rechten großen Zehe aus. Der Puls der art. poplitea war dabei deutlich abgeschwächt.

Bei dem letzten Pat. (20) fand man bei Engstellung der Unterschenkelarterien ein exzessiv hohes Stromvolumen von 560 ml/min. (29 Jahre, endangit. oblit.). Auch hier zeichnete sich eine beginnende Gangrän an der großen Zehe ab.

Bei allen anderen Pat. mit z. Teil erheblich geringeren Stromvolumina (30, 34,4 , 35,2 , 38,6 ml/min) ließen sich derartige trophische störungen nicht nachweisen.

Trophische Störungen sind also zunächst nicht mit

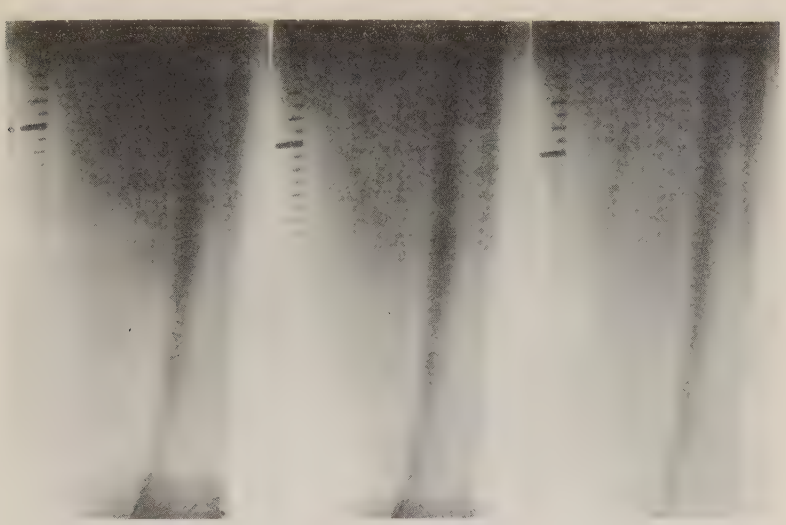
einer Minderdurchblutung der Hauptarterien des Beines in Zusammenhang zu bringen, sondern von der Beeinträchtigung des arteriellen Zuflusses in unmittelbarer Nähe des geschädigten Gewebsbezirkes abhängig.

Für die Auswertung der Meßergebnisse wurde eine technische Fehlerbreite von 1,00 ml zugrunde gelegt. Dabei gelten die Tabellenwerte als übereinstimmend, bei denen Plethysmografie- und Serienangiografiewert um maximal 1,00 ml differieren. So ergibt sich eine Übereinstimmung in 15 Fällen. Bei 6 von ihnen ist nur die art. fem. prof. dargestellt (3, 4, 5, 6, 7, 8), die art. fem. sup. also vollstängig verlegt. In einem Falle (2) ist sie im mittleren Drittel verschlossen, in einem anderen (10) im unteren Drittel und in 2 weiteren Fällen über größere Strecken stenosiert (1, 11).Dabei waren die Extremitätenpulse mit Ausnahme der art. fem. nicht zu tasten. Bei einem Pat. findet sich eine Stenosierung der art. poplitea (9). Bei einem weiteren wird das Bein nur über Kollateralarterien versorgt (16). Die 3 letzten Patienten boten arteriografisch keinen pathologischen Befund des arteriellen Strombettes.

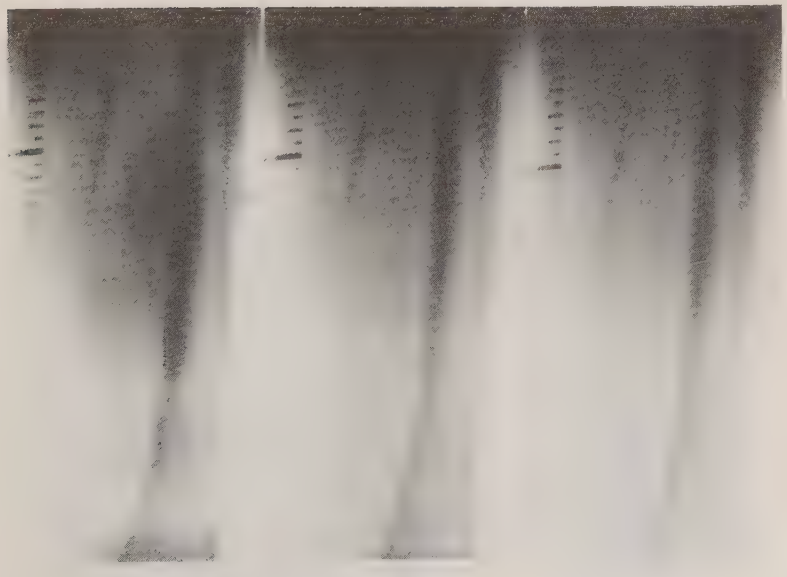
Bei den übrigen 5 Fällen wichen die Meßergebnisse z. T. erheblich voneinander ab. Die Plethysmografiewerte liegen niedriger als die serienangiografisch ermittelten Werte, im Extremfall etwa 1:9 (20).

Für die erste Gruppe liegt der Plethysmografiemittelwert bei 1,01 (Pat. 1-15), für die zweite Gruppe (Pat. 16-20) bei 0,65 ml Vol. Zunahme /100 ml Gewebe /min.

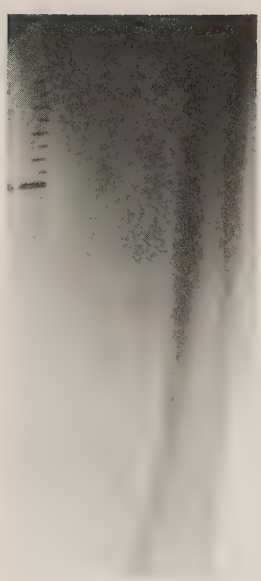
Serienangiografische Aufnahmen: Pat. Nr. 11



	1	2	3
Zeit: (sec.)	0	0,2	0,4



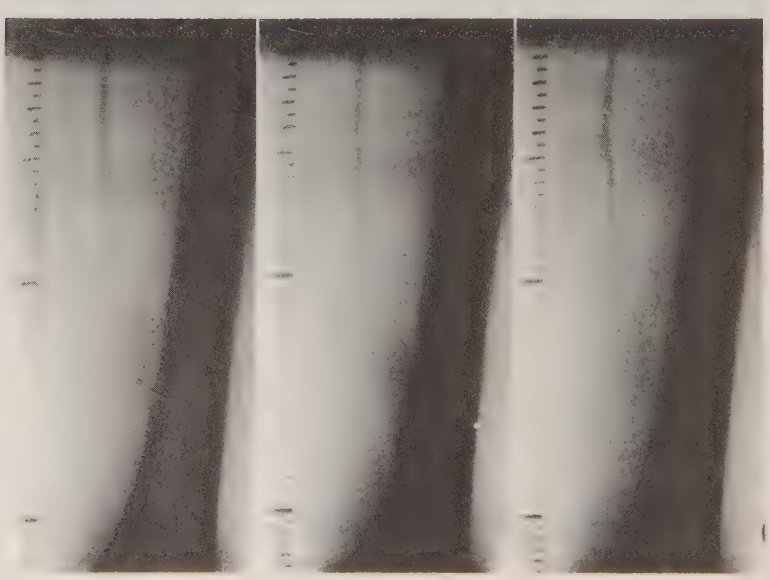
	4	5	6
	0,6	0,8	1



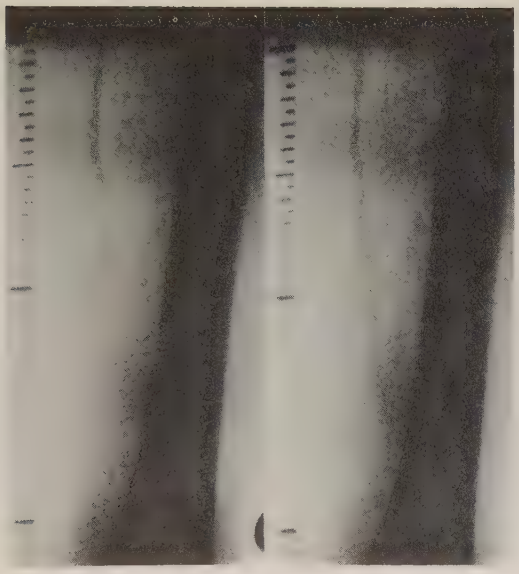
7(1,2)

Die Blutströmungsgeschwindigkeit ist gegenüber Gefäßgesunden, bei denen die Kontrastmittelsäule gewöhnlich nach ca. 1 sec. (nach dem 5. Bild) den distalen Oberschenkelbereich erreicht hat, geringgradig verzögert.
Es findet sich eine Stenose der art. fem. sup. im mittl. Drittel, die aber noch eine gute Füllung der distal gelegenen Gefäßabschnitte ermöglicht.
Oberhalb der Stenose erweiterte Kollaterale.
Diesem Befund entspricht das verhältnismäßig hohe Stromvol. von 166 ml/min.

Pat. Nr. 19 :

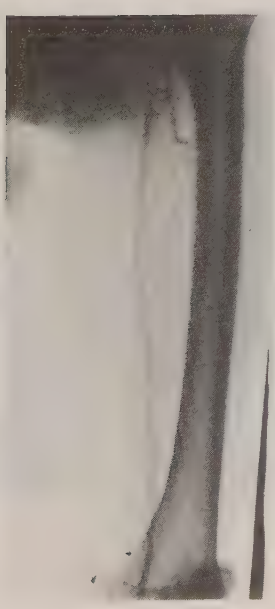


1 2 3



Bei diesem Patienten finden sich ähnliche Verhältnisse des arteriellen Strombettes wie bei Pat. Nr. 11. Oberhalb der arteriosklerotischen Intimaverdickungen finden wir wieder erweiterte Kollaterale.

4 5

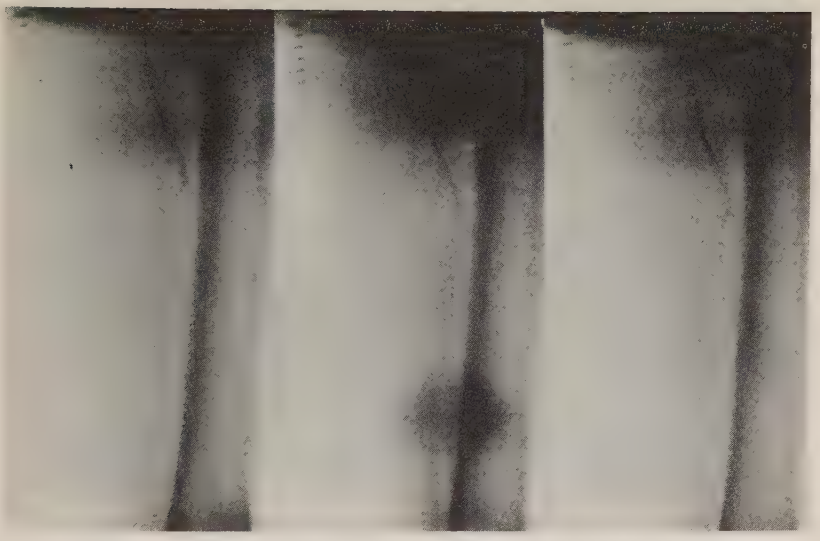


Zum Vergleich das arteriografische Röntgenbild des gleichen Oberschenkels (links). Das Stromvolumen liegt auch hier mit einem Wert von 150 ml/min. noch recht hoch.

Tat. Nr. 3:

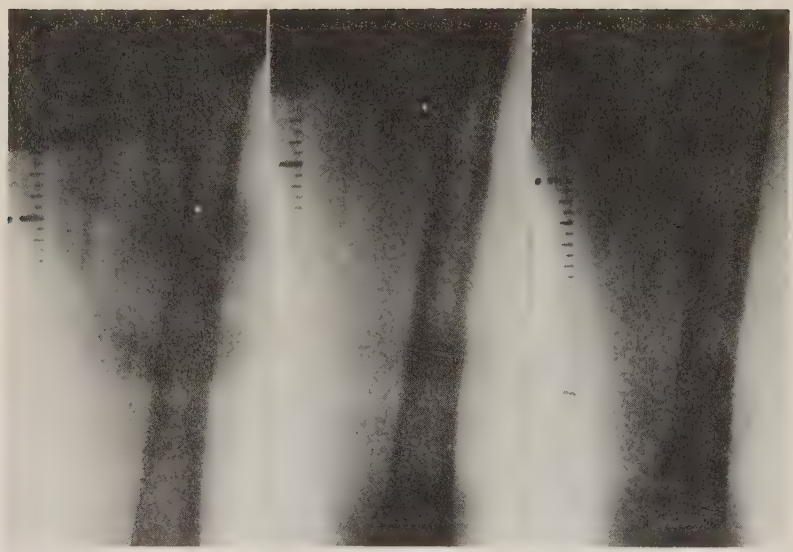
1 2 3

4 5 6



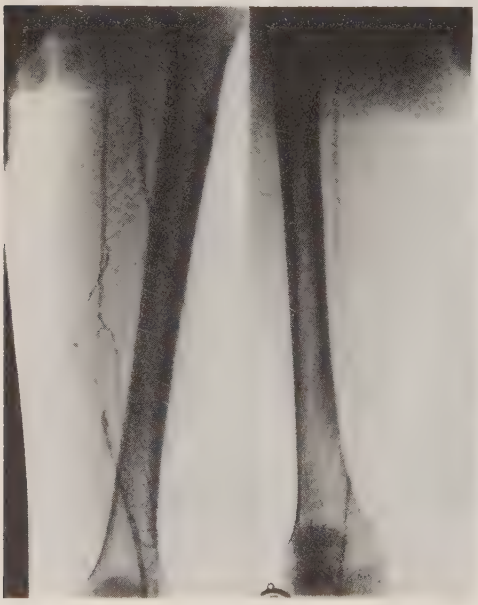
7 8 9

Infolge des hohen Abbruches der art. fem. sup. wird das Bein ausschließlich über die art. fem. prof. ver= sorgt. Die Blutströmungsgeschwindigkeit ist stark verlangsamt: Stromvol. 38,6 ml/min.



1 2 3

Abbruch der art. fem. sup. im Adduktorenkanal und Versuch einer Kollateralkreislaufbildung. Stromvol. 95,3 ml/min.



A B

A: Pat. Nr. 16,
B: Pat. Nr. 18
In beiden Fällen ist ein Abbruch der art. fem. sup. im mittleren Drittel durch Ausbildung von Kollateralgefäßen überwunden worden.
Stromvol. A: 158 ml/min.
Stromvol. B: 110 ml/min.

Besprechung.

Aus den zuletzt angeführten Daten des vorhergehenden Abschnittes wird ersichtlich, daß neben gut übereinstimmenden Ergebnissen auch solche von erheblichen Differenzen vorliegen.
Unterschiede bestehen bereits deswegen, weil beide Untersuchungsmethoden auf verschiedenen Prinzipien beruhen. Während mit der Serienangiografie die Durchblutung des gesamten Arteriensystems der unteren Extremität von der art. fem. comm. an erfaßt wird, beschränkt sich die Plethysmografie auf einen bestimmten Unterschenkelbezirk. Dabei erfolgt die Messung nicht auf der arteriellen, sondern auf der venösen Seite des Gefäßsystems, indem man die Volumenzunahme der gestauten Haut- und Muskelvenen gleichzeitig erfaßt (BARCROFT, HENSEL, KITCHIN). Dazu kommt, daß bei der Plethysmografie ein anderes Mengenverhältnis von Haut und Muskulatur zu Knochen und Sehnen vorliegt als bei der Serienangiografie. Dieses Verhältnis war nicht zu ermitteln, muß aber als ein die Meßergebnisse beeinflussender Faktor erwogen werden.
Trotz dieser nicht genau zu übersehenden Verhältnisse wurde aber eine wesentliche Übereinstimmung gefunden. Dazu seien zunächst Werte von Gefäßgesundenangeführt: Nach unseren Messungen beträgt das mittlere Volumen eines Beines 7,9 l. Daraus ergibt sich unter Berücksichtigung der Normalwerte von ANSCHÜTZ und HERBERGER eine Normaldurchblutung von ca. 3,8 ml/ 100 ml Gewebe/ min. Der mittlere Normalwert für die Unterschenkeldurchblutung , der von HESS plethysmografisch ermittelt wurde, beträgt 3,00 ml/ 100 ml Gewebe/ min. Die Differenz zwischen beiden Zahlen ist 0,8 ml. Der Plethysmografiewert beträgt also ca. 80% (78,9) des serienangiografischen Wertes. Dabei wurde der plethysmografische Wert am Unterschenkel, der serienangiografische Wert

für das Gesamtbein ermittelt (Abb. 1).
Für die in unserer Tabelle angeführten, als übereinstimmend angesehenen Ergebnisse bei Durchblutungsgestörten ergibt sich ein mittlerer serienangiografischer Meßwert von 1,28 ml/100 ml Gewebe/min. Der plethysmografische Mittelwert beträgt 1,01 ml/100 ml Gewebe/min., also auch ca. 80% des serienangiografischen Wertes. In der Mehrzahl der Fälle findet sich hier ein Verschluß oder eine Stenose im oberen oder mittleren Anteil der art. fem. sup. (Abb. 2). Kollateralgefäße bzw. das restliche Lumen der art. fem. sup. reichen also aus, um dem Unterschenkel die prozentual gleiche Blutmenge zuzuführen wie beim Gefäßgesunden, d. h. 80% der serienangiografisch ermittelten Menge.

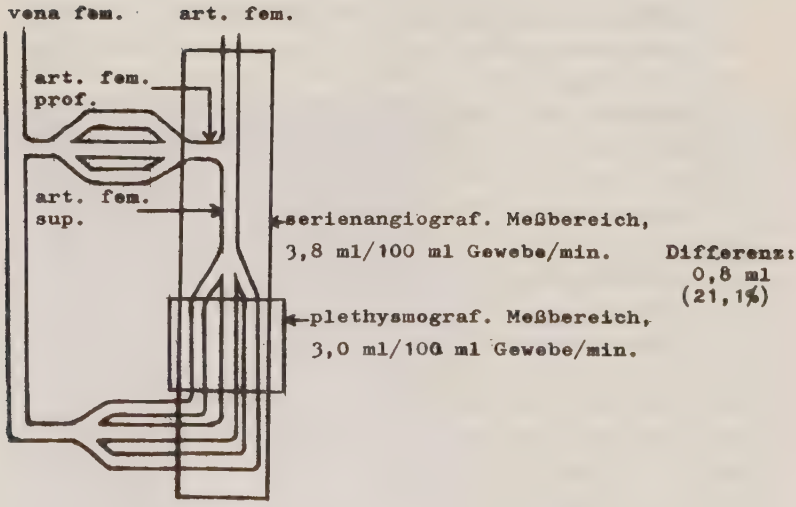


Abb. 1

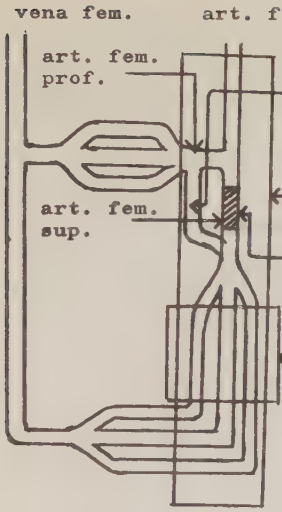

vena fem.
art. fem.
art. fem. prof.
art. fem. sup.
ausreichend gebildete Kollateralarterien
serienangiograf. Meßbereich, 1,28 ml/100 ml Gewebe/min.
Verschluß bzw. Stenosierung der art. fem. sup. im oberen oder mittleren Drittel
plethysmograf. Meßbereich, 1,01 ml/100 ml Gewebe/min.
Differenz: 0,27 ml (21,1%)

Abb. 2

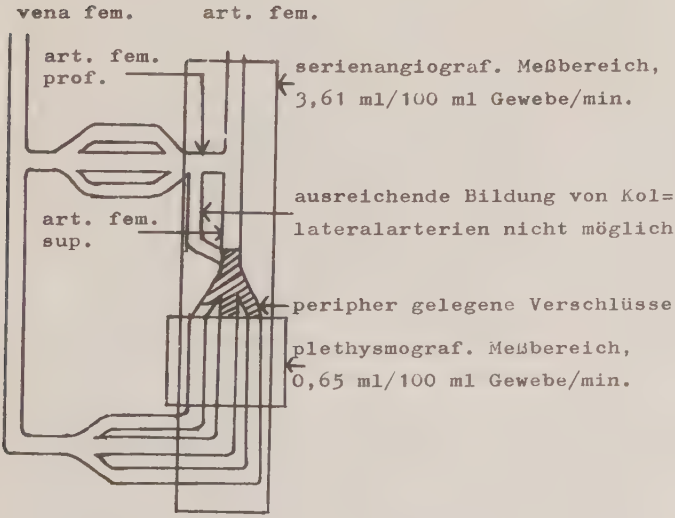

vena fem.
art. fem.
art. fem. prof.
art. fem. sup.
serienangiograf. Meßbereich, 3,61 ml/100 ml Gewebe/min.
Differenz: 2,96 ml (82%)
ausreichende Bildung von Kol= lateralarterien nicht möglich
peripher gelegene Verschlüsse
plethysmograf. Meßbereich, 0,65 ml/100 ml Gewebe/min.

Abb. 3

Bei 5 Fällen (Pat. 16-20) konnte eine Übereinstimmung zwischen beiden Meßmethoden nicht gefunden werden. Der serienangiografische Wert beträgt 3,61 , der plethysmografische Wert 0,65 ml/100 ml Gewebe/min. Das bedeutet, daß die Plethysmografie nur 18% des serienangiografischen Wertes ausmacht (Abb. 3).
Bei diesen Patienten fanden sich durchweg Verschlüsse im Bereich der peripheren art. fem. sup. oder noch weiter distal in der art. poplitea bzw. fibularis. Die Größe der Differenz zwischen angiografischen und plethysmografischen Durchblutungswerten kann danach nur so erklärt werden, daß durch die in der art. fem. ablaufende Messung vorwiegend die Durchblutung des Oberschenkels erfaßt wird, die bei Patienten mit peripherem Verschluß offenbar sogar erhöht sein kann. Wenn man den prozentualen Anteil der Unterschenkeldurchblutung an der Gesamtdurchblutung erfaßt, so sind es gerade die Patienten mit den stärksten Beschwerden, die die niedrigen Teilvolumina aufweisen: (Unterschenkeldurchblutung in % der Gesamtbeindurchblutung angegeben)

Pat. 16 : (25%)	nach Gehstrecke von 300 m krampfartige Schmerzen in der Wade
Pat. 18 : (25%)	claud. intermittens bereits nach Gehstrecke von 10-20 m
Pat. 19 : (24,5%)	claud. intermittens nach Gehstrecke von 100 m, Ruheschmerz in der Wade
Pat. 20 : (10,7%)	Ruheschmerz im gesamten Unterschenkel, beginnende Gangränbildung der großen Zehe, endangit. obliterans.

Annähernd übereinstimmende Ergebnisse sind bei Durchblutungsgestörten also nur dann zu erwarten, wenn die Durchblutungsherabsetzung des Unterschenkels im wesentlichen mit der des Oberschenkels identisch ist. Dies trifft nach unseren Ermittlungen meist dann zu, wenn ein Strömungshindernis nicht weiter distal als im mittleren Drittel der art. fem. sup. gelegen ist.

Die großen Differenzen zwischen beiden Methoden erklären sich also vorwiegend dadurch, daß an verschiedenen Stellen bei peripherem Verschluß gemessen wird: die serienangiografischen Befunde erfassen die gesamte Extremität und können fast ausschließlich von der Oberschenkeldurchblutung bestimmt werden. Die plethysmografischen Werte hingegen entsprechen der lokalen Durchblutung an der Meßstelle und lassen einen Rückschluß auf die Gesamtdurchblutung der Extremität nicht zu. Allerdings wird die Deutung plethysmografischer Werte ebenfalls sehr vorsichtig sein müssen, wenn ein zusätzlicher arterieller Verschluß bzw. eine Enge peripher der angelegten Manschette liegen sollte. Dann werden auch mit plethysmografischen Methoden der peripheren Störung nicht entsprechende Werte gemessen. Da zusätzliche periphere arterielle Engen bei degenerativen und entzündlichen Verschlußkrankheiten nicht selten sind, wird die klinische Aussagekraft der Methode durch diese Feststellung eingeengt.

Die regelmäßig nachweisbare Differenz von 20 % zwischen angiografischen und plethysmografischen Meßwerten ist dadurch zu erklären, daß durch das unterschiedliche Verhältnis gut durchbluteter Muskulatur zu schlecht durchbluteten Sehnen, Knochen und anderen bradytrophen Geweben, welch letztere bei der Volumenbestimmung am Gesamtbein einen prozentual geringeren Anteil haben als bei der Volumenbestimmung des Unterschenkelsegmentes, die zum Vergleich der Meßwerte herangezogenen 100 ml Gewebe nicht identisch sind.

BARBEY und Mitarbeiter führen die überhöhten serienangiografischen Meßwerte darauf zurück, daß der Kontrastmittelvorschub im Axialstrom der untersuchten Arterie gemessen und damit die maximale Strömungsgeschwindigkeit erfaßt wurde.

Ein Mittelwert sei nur durch Messung des Kontrastmittelvorschubes im Abstand von 0,24.r von der Gefäßwand zu erzielen.

Wie aus den vorgelegten serienangiografischen Aufnahmen hervorgeht, ist eine derart genaue Messung im Abstand von 0,24 · r von der Gefäßwand methodisch nicht durchführbar , weil die dargestellten Gefäße häufig sehr eng sind und die Blut- Kontrastmittelgrenze mit zunehmendem Abstand von der Injektionsstelle mehr und mehr verschwimmt.Deswegen ist bei den Ergebnissen bereits die von Anschütz und Heuck ermittelte Fehlerbreite von $\pm$ 2 cm bei dem intraarteriellen Kontrastmittelvorschub berücksichtigt, die die Ungenauigkeit der Messungen in Hinblick auf den Abstand von der Gefäßwand wieder ausgleichen dürfte. Es liegt daher näher, die Ursache für die um 20% erhöhten angiografischen Meßwerte in der unterschiedlichen Gewebsqualität in beiden Meßbereichen zu sehen.
Schließlich weisen die in der Literatur angegebenen Ruheplethysmografiewerte (LYNN, BARCROFT, GRANT, ABRAMSON, PEARSON, HESS) , gemessen beim Gefäßgesunden an der Wade, eine Schwankungsbreite von 1,0-3,5 ml/100 ml Gewebe/min. auf. Unter Zugrundelegung dieser Zahlen bei einer Extremität von 7900 ml (eigener Mittelwert) würde das bedeuten, daß die Ruhedurchblutung zwischen 79 und 276 ml/min. schwanken kann. Auch wenn man die Schwankungsbreite, die nur von HESS angegeben wurde, zu einem derartigen Vergleich heranzieht, ergibt sich eine Streuung der Normalwerte, die weit über den durch uns mit der angiografischen Methode ermittelten Werten liegt.
Für die Verschlußplethysmografie mit Lufttransmission (BARBEY und Mitarb.) gelten im wesentlichen die gleichen Einwände. Wenn also die Feststellung von HESS, BARBEY und auch englischer Autoren: die Ruhedurchblutung bei arteriellen Durchblutungstörungender Extremitäten sei normal, Unterschiede träten erst bei Erzeugung einer reaktiven Hyperämie auf, im Gegensatz zu unseren mit angiografischen Methoden ermittelten, in Ruhe herabgesetzten Werten steht, dann müssen zur

Erklärung derartiger Differenzen neben der grundsätzlichen Nichtvergleichbarkeit beider Methoden vor allem aber die große Schwankungsbreite plethysmografischer Normalwerte herangezogen werden.
Wir sind der Ansicht, daß wir mit der Serienangiografie viel früher geringe Herabsetzungen des Stromvolumens erfassen, als dies mit plethysmografischen Methoden möglich ist.

Zusammenfassung.

Es wurde ein Vergleich der venenstauungsplethysmografischen und serienangiografischen Methode zur Messung des Blutstromzeitvolumens bei obliterierenden arteriellen Gefäßerkrankungen (vorwiegend bei Arteriosklerotikern) vorgenommen.

Bei Gefäßgesunden beträgt der plethysmografisch am Unterschenkel gewonnene Durchblutungswert, angegeben in ml/100 ml Gewebe/min., 80% des serienangiografisch ermittelten Wertes.

Bei 15 von 20 untersuchten Patienten wurden die gleichen Differenzen bei beiden Meßmethoden gefunden (serienangiograf. Mittelwert: 1,28, plethysmograf. Mittelwert: 1,01).

Diese Patienten wiesen ein Strömungshindernis auf, das nicht weiter distal als im mittleren Drittel der art. fem. sup. gelegen war, d. h. : eine ausreichende Kollateralkreislaufbildung war möglich.

Bei dem 5 übrigen Patienten waren die Strömungshindernisse weiter distal zu finden, sodaß ausreichende Kollateralkreisläufe nicht zustande kamen (serienangiograf. Mittelwert: 3,61, plethysmograf. Mittelwert: 0,65, also 18% des serienangiograf. Wertes).

Daß der Ruheblutstrom Durchblutungsgestörter plethysmografisch dem von Gefäßgesunden entspricht (HESS), konnte nicht bestätigt werden.

Ursachen für die Differenzen in den Meßergebnissen wurden diskutiert.

Literatur.

1) F. ANSCHÜTZ und G. MEYER-BURGDORFF :
Über qualitative Messungen des Stromvolumens in der art. femoralis bei Verschlußkrankheiten.
(Bruns Beiträge zur klin. Chirurgie, Bd. 203, Heft 2, 19 61)

2) F. ANSCHÜTZ und E. HERBERGER :
Hämodynamische Untersuchungen an den Oberschenkelarterien bei obliterierenden arteriellen Gefäßerkrankungen.
(Sonderdruck aus: Zeitschrift für Kreislaufforschung, Bd. 51, S. 495-503, 19 62)

3) K. BARBEY, P. BARBEY, K. E. LOOSE und J. TERJUNG :
Plethysmografische Untersuchungen bei arteriellen Durchblutungstörungen der Extremitäten.
(Deutsche Med. Wochenschr., 88. Jahrg. 19 63, S. 1559)

4) BRODIE, T. G. und RUSSEL A. E. :
On the determination of the rate of bloodflow through an organ. (I. Physiology 32, 47 19 05)

5) DITTMAR, H. A. :
Die Methoden der Volumen- und Verschlußplethysmografie.
(Sonderdruck aus "Ärztliche Vorschung", 15. Jahrg. Heft 9, S. 1/414-1/420 vom 10. Sept. 19 61)

6) GIBBS, F. A. :
A thermoelectric blood flow recorder in the form of a needle.
(Proc. soc. exper. Biolog. A. med. 31. 141 19 33)

7) GRANT, R. T. :
Observations on blood circulation in voluntary muscle in man.
(Clin. Sc. 3, 157 19 38).

8) HENSEL, H. :
Die Messung der Muskeldurchblutung am Menschen.
(Klin. Wochenschr. 34, 1223 19 56)

9) HENSEL H. :
Kritisch Betrachtungen zur Messung der Hautdurch=
blutung mit thermischen Methoden.
(Klin. Wochenschr. 34, 1273, 19 56)

10) HENSEL, H. und BOCK K. D. :
Durchblutung und Wärmeleitfähigkeit des menschl.
Muskels.
(Pflügers Arch. 260, 361 19 55)

11) HENSEL, H. und RUEF J. :
Fortlaufende Registrierung der Muskeldurchblutung
am Menschen mit einer Kalorimetersonde.
(Pflügers Arch. Physiol. 259, 267, 19 54)

12) HERBERGER, E. :
Die Durchblutung der art. fem. bei arteriosklerot.
Durchblutungstörungen der unteren Extremität.
(Dissertationsarbeit, Kiel 19 61)

13) HESS, H.:
Die obliterierenden Gefäßerkrankungen.
(Urban u. Schwarzenberg, München, Berlin 19 59)

14) KETY, S. S. :
Quantitative measurement of regional circulation
by the clearence of radioactive sodium.
(Amer. J. Med. Sc. 215, 352 19 48)

15) LYNN, R. B. :
Methodes of the investigation of the peripheral
circulation.
(Peripheral vascular disorders; edited by P. MAR=
TIN, R. B. LYNN, H. J. DIBLE & AIRD, Edinburgh &
London, Livingstone 19 56)

16) RATSCHOW, M.:
Angiologie.
(Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 19 59 :
MARX, H. und SCHOOP, W., Kap. 6 B:
"Physikalische Untersuchungsmethoden".

17) SCHOOP, W. :
Zum Verhalten der Muskeldurchblutung distal eines
chronischen Arterienverschlußes.
(Klin. Wochenschr. 34, 1276, 19 56)

Patient Nr.	Alter	Größe cm	Gewicht kg	Gehstrecke m	untersucht. Arterie	Strom vol. ml/min
1	62	168	72,3	30-40	art. fem. sup.	141,4
2	75	167	74,7	200	art. fem. sup.	95,3
3	56	174	69	50	art. fem. prof. re.	38,6
4	"	"	"	"	art. fem. prof. li.	34,2
5	52	177	55	50-100	art. fem. prof.	35,2
6	60	168	55	50	art. fem. prof.	30
7	61	165	65,2	100	art. fem. prof.	147
8	51	172	98,5	-	art. fem. prof.	53,25
9	61	163	63,8	-	art. fem. sup.+prof.	288,85
10	57	158	67	100	" "	79,8
11	69	165	70	1500	art. fem. sup.	166
12	68	165	50	normal	art. fem. sup.	83
13	65	160	50	normal	art. fem. sup. re.	76
14	"	"	"	"	art. fem. sup. li.	96
15	58	159	51	300	Kollateralarterien	38,6
16	49	167	62,5	100-500	art. fem. sup.+prof.	158
17	55	178	87	1000	art. fem. prof.	133
18	56	161	57	10-20	art. fem. sup.	110
19	55	168	63	100	art. fem. sup.	150
20	29	170	73,5	400	art. fem. sup.+prof.	560

Stromvolumen ml/100 ml/min	Ruheplethys=mografie ml/100ml/min	peripherer Widerstand $\frac{dyn.sec}{cm^5}$	intraarte=rieller Blutdruck P fem mmHg	Arteriografiebefund
1,9	1,75	803000	230/70	Stenose der art. fem. sup.
1,43	1,32	860 000	160/55	Abbruch der art. fem.sup.Addukt.Kan
0,51	0,62	3 020 000	195/95	hoher Abbruch der art. fem. sup.
0,42	0,6	2 610 000	150/80	" "
0,56	0,56	2 100 000	125/65	allgem. Arterio=sklerose
0,49	0,54	1 250 000	55/40 (Kollaps)	hoher Abbruch der art. fem. sup
1,29	1,53	740 000	195/85	"stenosierte" art. poplitea
0,55	0,78	1 700 000	155/80	hoher Abbruch der art.fem. sup.
3,82	2,83	431 000	210/110	Stenosierung der art. poplitea
1,05	0,56	1 305 000	165/95	Abbruch der art.fem sup.im unt. Drittel allgem. Arterioskl.
2,42	1,8	520 000	155/70	Stenose der art.fem sup.im mittl.Drittel Stenose der art.popl
1,2	0,86	1 290 000	195/75	normal
1,29	0,4	900 000	135/45	normal
1,50	0,7	885 000	175/65	normal
0,77	0,32	2 860 000	195/90	nur Kollateralar=terien dargestellt
2,36	0,59	492 000	130/70	Abbruch der art.fem sup.im mittl.Drittel Auffüllg.weit.dist.
2,28	0,69	715 000	165/80	hoher Abbruch der art. fem. sup.
1,75	0,44	745 800	135/75	Abbruch der art.fem sup.im mittl.Drittel Stenos.d.art.poplit.
2,30	0,57	517 000	135/65	Stenose der art.fem sup. Fibularisabbruch
9,33	1,00	155 000	140/80	allgem.Engstellung d. U'schenkelart. (Endangit. oblit.)

Essen, d. 9. 9. 65

Lebenslauf.

Ich wurde am 2. 7. 19 39 als Sohn des Arztes Dr. med. Hans Schmitt und seiner Ehefrau, der Ärztin Dr. med. Helene Schmitt, geb. Magiera, in Dessau geboren. Nach Kriegsende siedelte die Familie nach Essen über. Dort besuchte ich bis 19 50 die Grundschule und von 19 50 bis zum 2. 3. 19 59 das neusprachliche Gymnasium Essen-Werden.

Vom Sommersemester 19 59 bis zum Sommersemester 19 61 studierte ich in Kiel Medizin und ging nach bestandenem Physikum zum Wintersemester 19 61/62 nach Heidelberg. Vom Sommersemester 19 62 bis zum medizinischen Staatsexamen war ich an der Freien Universität Berlin immatrikuliert. Das Examen bestand ich am 27. 3. 19 65. In Berlin schrieb ich auch meine hier vorgelegte Dissertation.

Seit dem 1. 5. 19 65 bin ich als Medizinalassistent an der medizinischen Klinik der medizinischen Akademie in Essen tätig.

Jrd Schmitt